

**DAS SCHÄDELRHEOGRAMM
DES GESUNDEN**

Stefan Schweiger

1970



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548328_0070

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Problem	1
II. Methode	2
III. Material	4
IV. Beobachtungen	5
A. Visuelle Auswertung	6
B. Numerische Auswertung	8
1. Gipfel	8
2. Täler	9
3. Zeiten	12
4. Respiratorische Schwankung	13
V. Diskussion	14
VI. Zusammenfassung	23
VII. Abbildungen	25
VIII. Literaturangaben	I-III

AUS DER NERVENKLINIK DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
(komm. Direktor: Prof. Dr. M. KAESS)
ABTEILUNG FÜR KLINISCHE NEUROPHYSIOLOGIE
(Leiter: Prof. Dr. J. KUGLER)
DEM FLUGMEDIZIN. INSTITUT DER LUFTWAFFE FÜRSTENFELDERBUCK
(Leiter: Prof. Dr. E.A. LAUSCHNER, Generalarzt)
ABTEILUNG 3 EXPERIMENTELLE FLUGPHYSIOLOGIE
(Prof. Dr. H.-W. KIRCHHOFF, Oberstarzt)
UND DER ABTEILUNG FÜR EXPERIMENTELLE MEDIZIN
(Prof. Dr. G. RUHENSTROTH-BAUER) an der Universität München

D A S S C H Ä D E L R H E O G R A M M
D E S
G E S U N D E N

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

Zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde

verfaßt

und einer Hohen Medizinischen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt

von

Stefan Schweiger

aus

Bayrischzell

München 1970

Die Untersuchungen wurden mit Unterstützung des Bundes-
Ministeriums für Verteidigung In.San. 4/69 durchgeführt.



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. J. KUGLER
Mitberichterstatter: Prof. Dr. G. RUHENSTROTH-BAUER
Dekan: Prof. Dr. W. SPANN

Tag der mündlichen Prüfung: 1.12.1970

I. P R O B L E M

In den letzten zwei Jahren wurden von RUHENSTROTH-BAUER (20) und KUGLER (12) Schädelrheogramme an gesunden und kranken Versuchspersonen gemacht, und die erhaltenen Kurven genau analysiert.

Dazu wurde die von GUTMANN entwickelte Methode mit einem zweikanaligen Rheographen angewandt. Die Grundlagen der Schädelrheographie und die Vorteile der GUTMANN'SCHEN Methode bringen wir in der Diskussion.

Wir verwendeten erstmals einen von GUTMANN entwickelten vierkanaligen Rheographen und wollten wissen, welche Unterschiede zwischen den mit dieser Methode registrierten Kurven und denen der alten Methode bestehen.

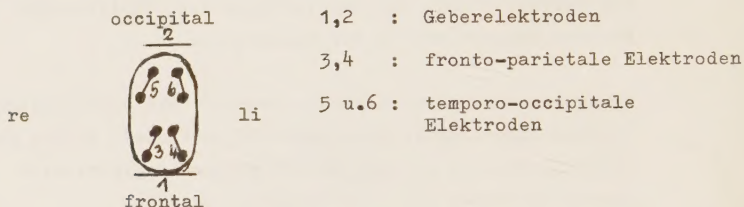
Dazu sind die Meßgrößen bestimmter Elemente dieser Kurven zu analysieren und die Meßwerte mit denen der früheren Untersuchungen zu vergleichen.

Nur die Untersuchung an einer großen Zahl von Versuchspersonen kann als Ausgangsbasis für die Beurteilung abnormer Kurvenverläufe herangezogen werden. Daher waren wir bemüht, eine möglichst große Zahl von gesunden Versuchspersonen untersuchen zu können und ergriffen die Möglichkeit, in Zusammenarbeit mit dem Flugmedizinischen Institut in Fürstenfeldbruck (Oberstarzt Prof. Dr. Lauschner) und dessen Abteilung (Oberfeldarzt Prof. Dr. Kirchhoff) - für die wir an dieser Stelle ganz besonders danken möchten - die entsprechenden Grundlagen zu gewinnen.

II. M E T H O D E

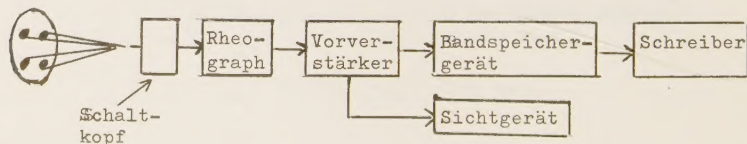
1.) Zur Aufzeichnung der Schädelrheogramme verwendeten wir erstmals einen von GUTMANN entwickelten vierkanaligen Rheographen (Fabrikat CPM).

Die Geberelektroden wurden frontal und occipital angebracht.



Die Abnahmeelektroden (Brückenelektroden der Fa. Schwarzer) setzen wir jeweils beidseitig und zwar fronto-parietal und temporo-occipital an.

Die Abnahmeelektroden wurden zu einem Schaltkopf geleitet. Die Impulse gelangten von dort in den Rheographen. Von diesem ging es weiter über einen Vorverstärker zu einem Magnetband-Speichergerät. An dem Vorverstärker war gleichzeitig ein Sichtgerät (Oszillograph) angeschlossen, so daß wir die aufgezeichneten Kurven kontrollieren konnten. Von unserem Magnetband überspielten wir dann die Kurven auf einen zweikanaligen Schreiber.



2.) Die Eichung des Rheographen lag bei 50 und 100 Ω .
Die Grundwiderstände der vier Kanäle schwankten zwischen 2,5 und 27,0 Ω , waren jedoch fronto-parietal, wie temporo-occipital links und rechts gleich groß.

3.) Die in mm gemessenen Amplituden wurden nach folgender Formel in Ω umgerechnet.

H = Höhe der Amplitude (in mm)

E = Eichzacke (in mm)

$$\frac{H \cdot 20 \text{ m } \Omega}{E}$$

Die 20 m Ω entsprechen der Eichung im Rheographen

4.) Die Versuche wurden in Fürstenfeldbruck im Flugmedizinischen Institut Abteilung III gemacht, dessen Leiter Prof. Kirchhoff ist.

5.) Im Juli 1969 wurde die Versuchsreihe begonnen und im September 1969 abgeschlossen.

Die Rheogramme wurden an liegenden Versuchspersonen zwischen 13³⁰ und 16³⁰ abgeleitet.

6.) Die Schwierigkeiten bestanden, abgesehen von einer gewissen Einarbeitungszeit darin, daß man stets auf einen guten Elektrodenkontakt und auf einen möglichst gleichen Grundwiderstand der Elektroden achten mußte.

III. M A T E R I A L

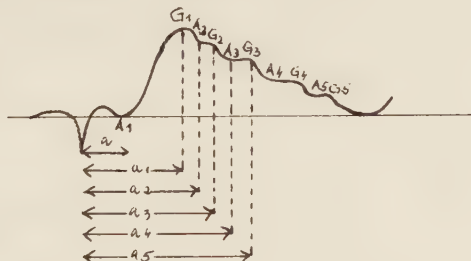
Es standen uns 49 Kurven von 49 gesunden Versuchspersonen zur Verfügung. Bei den Versuchspersonen handelte es sich um überwiegend junge, flugtaugliche Männer, deren Alter zwischen 18 und 52 Jahren lag. Das Durchschnittsalter war 26 Jahre.

Die Aufzeichnungen wurden vom Magnetband mit einem zweikanaligen Schreiber mit Sekundeneinblendung auf Schwarzer Millimeterpapier geschrieben.

Die Kurven werteten wir zunächst visuell aus, entnahmen dann jeweils ein Teilstück, auf dem vier Kurven enthalten sind und analysierten die Kurven dann durch genaue Messungen.

IV. B E O B A C H T U N G E N

Wir gingen von den von MARKL festgestellten Meßpunkten aus.



- R = R-Zacke des EKG's
 A1 = Ausgangspunkt = Fußpunkt
 G1 = erster Gipfel
 A2 = erste Caesur = erstes Tal
 G2 = zweiter Gipfel
 A3 = zweite Caesur = zweites Tal
 G3 = dritter Gipfel

 A4 = dritte Caesur
 G4 = vierter Gipfel
 A5 = vierte Caesur
 G5 = fünfter Gipfel

 fp = fronto-parietal
 to = temporo-occipital
 re = rechte Gehirnhemisphäre
 li = linke Gehirnhemisphäre

 Vp = Versuchsperson
 Ku = Zahl der gemessenen Kurven
 HW = höchster Wert
 TW = tiefster Wert

A. Visuelle Auswertung

Bei der visuellen Auswertung der Kurven gingen wir davon aus, daß die "klassische" Rheogrammkurve etwa folgendes Aussehen hat:



Die Kurve beginnt mit einem steilen Anstieg und fällt dann nach der anderen Seite flach ab, bis sie etwa wieder in Höhe des ursprünglichen Ausgangspunktes liegt. Schwankungen in der Höhe des Ausgangspunktes werden durch die Atmung hervorgerufen, was wir als respiratorische Schwankungen bezeichnen. Darauf gehen wir noch gesondert ein.

Nach dem steilen Anstieg bildet die Kurve einen Gipfel, der in der "klassischen" Form am höchsten liegt und dem dann noch weitere 2 bis 4 Gipfel folgen, die jeweils niedriger liegen. Gipfel 4 und ev. 5 sind nicht konstant vorhanden.

Aus folgender Tabelle sind die Ergebnisse der visuellen Auswertung unserer Kurven ersichtlich.

Neben der "klassischen" Fünfgipfeligkeit der Kurven gab es formale Besonderheiten.

Die Formunterschiede zwischen vorne und hinten waren ein unterschiedlicher Kurvenverlauf und hinten oft größere Amplituden als vorne.

Beispiele sind die Abbildungen eins mit neun.

[illegible]

B. Numerische Auswertung

Wir hatten 49 gesunde Versuchspersonen. Für die Auswertung der Rheogrammkurven schieden wir drei aus und zwar Vp 8, Vp 45, Vp 47. Bei den Versuchspersonen 1 mit 3 fehlten, bedingt durch technische Mängel, links die fronto-parietale und rechts die temporo-occipitale Ableitung.

Bei der Vp 32 waren bei der re temporo-occipitalen Ableitung G1 und G2 verschmolzen, so daß eine getrennte Messung der Gipfel nicht möglich war.

Einige Meßpunkte wurden vernachlässigt, da sie nicht genau festzulegen waren.

1.) Gipfel (G1, G2, G3)

Folgende Tabelle zeigt die Zahl der ausgemessenen Kurven und die arithmetischen MW für die Gipfel.

	Ku			Arith. MW in mΩ		
	G1	G2	G3	G1	G2	G3
fp re	46	40	43	16,67	11,28	7,96
fp li	43	40	40	14,94	11,44	7,55
to re	42	42	41	24,42	21,05	14,51
to li	46	45	45	21,48	17,78	12,26

Die Widerstände waren temporo-occipital größer als fronto-parietal.

Die Widerstände der rechten Gehirnhemisphäre waren größer als die entsprechenden der linken Hemisphäre.

Vergleicht man G1, G2 und G3 miteinander, so zeigt sich, daß im arithmetischen Mittelwert die Amplituden von G1 immer höher waren, als die von G2 und die Amplituden von G2 immer höher waren als die von G3.

Folgende Tabelle zeigt die höchsten und tiefsten Gipfelwerte (in mΩ)

	HW			TW		
	G1	G2	G3	G1	G2	G3
fp re	46,4	31,4	22	4,8	2,4	0,7
fp li	38,6	30,6	18,3	1,8	0,6	1,3
to re	49,4	41,8	34,6	3,7	2,1	2,1
to li	46,3	40	27	6,1	3,9	0,3

2.) Täler (A2, A3)

Folgende Tabelle zeigt die Zahl der ausgemessenen Kurven und die arithmetischen Mittelwerte für die Täler

	Ku		Arithm. MW. (in mΩ)	
	A2	A3	A2	A3
fp re	39	43	10,85	7,93
fp li	39	41	11,77	6,83
to re	40	41	19,94	12,52
to li	45	46	17,28	11,62

Die Widerstände waren temporo-occipital größer als fronto-parietal.

Die Seitendifferenz der Widerstände war sehr gering.

Die Amplituden von A2 waren immer höher als die von A3.

Die nächste Tabelle zeigt die höchsten und tiefsten Werte für die Täler (in $m\Omega$)

	HW		TW	
	A2	A3	A2	A3
fp re	31,42	21,86	2,20	- 1,73
fp li	30,83	17,9	0,33	0,12
to re	43,31	30,26	1,83	0,9
to li	33,20	35,52	0,95	- 1,42

Folgende Tabelle bringt einen Überblick über die arith. Mittelwerte (in $m\Omega$) der Gipfel und Täler.

	G1	A2	G2	A3	G3
fp re	16,67	10,85	11,28	7,93	7,96
fp li	14,94	11,77	11,44	6,83	7,55
to re	24,42	19,94	21,05	12,52	14,51
to li	21,48	17,38	17,78	11,62	12,26

Wir sehen, daß fronto-parietal links der arith.
Mittelwert für A2 höher lag als für G2.
Der als Tal bezeichnete Punkt entsprach hier nur
einem Knickpunkt.

Das Alter der 16 Versuchspersonen, bei deren
Kurven die "Täler" höher lagen als der nachfolgende
Gipfel, lag zwischen 20 und 52 Jahren. Das Durch-
schnittsalter war 28 Jahre.

3.) Zeiten

(a a1 a2 a3 a4 a5)

Wichtig erschien uns ein Vergleich der Zeiten. Wir nahmen die R-Zacke des EKG's als Ausgangspunkt und verglichen die Zeiten bis zu den Fußpunkten von A1 G1 A2 G2 A3 G3.

Zur Übersicht dient die schematische Zeichnung auf Seite 5 .

Die folgende Tabelle bringt einen Überblick über die Zahl der meßbaren Kurven und die arithm. Mittelwerte der gemessenen Zeiten für a mit a5 (in m sec).

Ku						arithm.MW (in m sec)						
	a	a1	a2	a3	a4	a5	a	a1	a2	a3	a4	a5
fp re	44	44	38	37	41	41	131	250	332	382	462	537
fp li	42	42	38	39	40	40	132	243	327	381	467	554
to re	41	41	41	40	40	40	163	292	374	421	499	572
to li	45	45	44	44	45	43	160	299	372	421	508	584

Temporo-occipital waren alle Zeitwerte (a - a5) größer als fronto-parietal.

Der Vergleich zwischen der rechten und der entsprechenden linken Seite zeigt kaum einen Unterschied.

Die nächste Tabelle bringt die höchsten und tiefsten Zeitwerte für a mit a5 (in m sec).

TW							HW					
	a	a1	a2	a3	a4	a5	a	a1	a2	a3	a4	a5
fp re	82	180	246	280	362	472	287	392	465	510	620	710
fp li	55	162	197	217	330	307	280	355	460	520	580	720
to re	97	210	290	330	410	405	327	500	567	612	735	810
to li	105	237	305	326	425	325	330	505	560	615	670	900

4.) Respiratorische Schwankung

Die Rh-Wellen unterliegen dem Einfluß der Atmung. Deshalb wollten wir wissen, in welchem Bereich bei unseren Kurven die respiratorische Schwankung liegt.

Auf einer Strecke von ca 3,5 sec. gingen wir vom jeweils tiefstliegenden A1-Wert als Bezugspunkt aus.

Die folgende Tabelle zeigt die Zahl der gemessenen Kurven und den arithm. Mittelwert (in m Ω) für die respiratorische Schwankung. Dazu die höchsten und tiefsten Meßwerte.

	Ku	arithm. MW (in m Ω)	HW	TW
fp re	46	2,15	6,66	0,43
fp li	45	2,35	8,33	0,71
to re	43	3,60	10,0	0,0
to li	46	4,08	12,85	0,47

Die respiratorische Schwankung war temporo-occipital viel größer als fronto-parietal.

V. DISKUSSION

Es ist von Interesse, wie sich die Rheographie entwickelt hat und wie weit sich die Ergebnisse der Schädelrheographie auf die Klinik anwenden lassen.

Die Methode der Rheographie wurde zunächst klinisch für die Diagnostik der Extremitätendurchblutung angewandt, deren Anfänge auf das Jahr 1926 zurückgehen. Danach entwickelte man Möglichkeiten, um die Leitfähigkeitsänderung am Schädel zu beurteilen. Obwohl es eine Reihe von Methoden gibt, die es uns erlauben, Einblick in die intrakraniellen Kreislaufverhältnisse zu nehmen; sind es doch nur wenige, die auf den Menschen anwendbar sind und es gestatten, diese über einen längeren Zeitraum zu studieren.

Die Registrierung der pulssynchronen, elektrischen Widerstandsänderungen, in Europa als Rheographie bezeichnet, wird seit 26 Jahren für die Diagnose peripherer Angiopathien angewendet (KOEPPEN) (11).

Die Rheographie und deren Anwendung am Kopf wurde von HOLZER, POLZER und SCHUHFRIED (19) entwickelt. Dabei handelt es sich nach DOBNER (2) um eine rein elektrische Methode zur Messung und Registrierung von Durchblutungsgrößen. Der Rheograph besteht aus einer Wheatstone'schen Brücke, die mit einem Wechselstrom von 50 Hz gespeist ist.

Die Probleme und Schwierigkeiten, die sich bei der Rheoencephalographie ergaben, haben LECHNER und RODNER (13) aus Graz schon seit 1953 beschäftigt. Sie entwickelten eine Methode, von der sie glauben, daß sie für die Registrierung intrakranieller Kreislaufveränderungen erfolgversprechend sein dürfte.

das Prinzip der Methode besteht darin, daß ein elektrischer Strom von 9 kHz mittels eines Paares von Oberflächenelektroden durch den Schädel geschickt wird.

Der durchfließende Strom ruft im Schädelinneren Spannungsabfälle hervor, die sich wie die biologischen Spannungen von der Oberfläche abgreifen lassen. Diese Spannungen werden mittels EEG Elektroden abgenommen, verstärkt, demoduliert, weiter verstärkt und über ein EEG-Gerät registriert.

GUTMANN (8) entwickelte in jüngster Zeit einen Direkt-rheographen, bei dem keinerlei Abgleich am Gerät mehr nötig ist. Das Prinzip besteht darin, daß durch die Meßstrecke ein eingepprägter Wechselstrom geschickt wird. Das Wort "eingepprägt" bedeutet, daß die Stromstärke unabhängig von den Übergangswiderständen zwischen Elektroden und Haut ist.

Seit Jahren beschäftigt nun die Wissenschaft die Frage, was man mit den Schädel-Rheogrammen eigentlich registriert. Handelt es sich bei diesen Widerstandsmessungen vorwiegend um Füllungsschwankungen von Blut oder Liquor oder von beiden zusammen? Wenn es sich vorwiegend um eine haematogen bedingte Widerstandsänderung handelt, sind es dann die intrakraniellen oder extrakraniellen Gefäße, die überwiegen, oder sind beide gleichermaßen beteiligt?

Zu letzterem Problem machte MATZDORFF (17) Untersuchungen am Modell. Der knöcherne Schädel besteht überwiegend aus Calciumphosphat und ist damit ein guter Isolator. Der Widerstand eines Kondensators sinkt mit steigender Frequenz. Bei hohen Frequenzen im Mega-Hertz-Bereich spielt der kapazitive Widerstand die Hauptrolle, bei niederen Frequenzen im Kilo-Hertz-Bereich jedoch der Ohm'sche Wider-

stand. Der Ohm'sche Widerstand des Knochens ist aber gegenüber Muskulatur und Blut sehr groß.

Nach Arbeiten von BEER, SCHLEGEL und SCHLEY (1) wäre es physikalisch nur schwer verständlich, daß es bei Elektrodenanlage auf dem Schädel bei den in der Rheographie verwendeten Frequenzen zu einem Stromfluß innerhalb der Schädelkapsel kommen soll.

Nach MATZDORFF (17) müßte bei der Schädelrheographie, bedingt durch diese Überlegungen, der Einfluß der extrakraniellen Gefäße überwiegen.

Diesen theoretischen Ausführungen stehen praktische Versuche von JENKNER (9) an Lebenden gegenüber, die klären sollten, ob die erhaltene Kurve das Stromgebiet der Art. carotis interna allein oder eine Summenkurve aus diesem und dem Stromgebiet der Art. carotis externa darstellt. Die eindeutigste Beurteilung dieser Frage ist durch Registrierung des Rheogramms während einer Abklemmung der Art. carotis externa bzw. interna am Menschen möglich. Eine Abklemmung der Art. carotis externa bei fortlaufender Registrierung durch kurze Zeit hindurch ergab, daß die Kurve nicht in irgendwie sichtbarer Weise beeinflußt wurde, während die Kurve sofort und eindeutig bei vorübergehender Abklemmung der Art. carotis interna beeinflußt wurde, genauer gesagt, fast völlig verschwand. Dies kann als Beweis der Registrierung hauptsächlich des Stromgebietes der Art. carotis interna angesehen werden. Für die praktischen Zwecke kann der Anteil der Art. carotis externa vernachlässigt werden, da sich bei Abklemmung der Art. carotis externa kein sichtbarer Einfluß auf das Kurvenbild zeigt. Weiter wurde beobachtet, daß bei Füllen von Hemisphäerectomie auf der Seite der entfernten Hirnhälfte, die Kurve die Form eines fast geraden Striches hat.

Auch LECHNER und RODLER (14) befaßten sich mit diesem Problem. Sie legten einen Druckverband rund um den Kopf an, um mit ge-

nügend starkem Druck die Hautzirkulation auszuschalten. Dies war ohne Einfluß auf Kurvenform und -höhe, ebenso wie die einseitige Abklemmung der Art. carotis externa. Daraus schlossen die Autoren, daß die registrierten Veränderungen nicht den Durchblutungsänderungen der Kopfschwarte entsprechen konnten. Diese Auffassung unterstreichen sie noch damit, daß es ihnen unter Operationen möglich war, vom freigelegten Gyrus cinguli eine Kurve abzuleiten, bei Anlage der stromzuführenden Elektroden an der Hautoberfläche der Temporalregion.

Bei all diesen Untersuchungen wird der Einfluß des Liquors auf das Rheogramm weitgehend vernachlässigt. Nach Messungen von HOEHNE besitzt der frisch entnommene Liquor des Menschen eine drei bis viermal bessere Leitfähigkeit als arterielles und venöses Blut bei 37° .

Nicht auszuschließen ist, daß die geringfügigen Änderungen im Liquorraum, die zum Teil auf den von den basalen Gefäßen fortgeleiteten Pulswellen beruhen, eine Rolle spielen. Dadurch würde verständlich, daß einseitige Carotisunterbindung keine Asymmetrie der Kurve bewirkt. KUGLER (12) und MANZ konnten bei Sterbenden mit Erliegen der intrazerebralen Zirkulation Rheogrammkurven beobachten, solange das Herz schlug und Liquordruckschwankungen lumbal meßbar waren.

Unsere Untersuchungen ergaben, daß die Zeitwerte der Kurven temporo-occipital immer größer waren als fronto-parietal. Das ist nach unserer Meinung nicht allein dadurch zu erklären, daß die jeweilige Ableitung verschiedene Strömungsgebiete erfaßt. Es scheint, daß sich die Pulsdruckwellen von vorne nach hinten fortpflanzen.

Eine Rolle dürfte auch der ständige Liquordruckausgleich zwischen Ventrikel und Spinalraum über das foramen occipitale spielen.

Daß es zu einem ständigen Druckausgleich kommt, selbst bei raumfordernden Prozessen, hat ECKEL (4) mit seinen klinisch experimentellen Untersuchungen bewiesen. Untersuchungen zur Liquordynamik machte auch GROTHE (7).

Zur Erweiterung der schädelrheographischen Diagnostik hat KOECKE (10) Untersuchungen an klinischen Fällen in den extremen Respirationsphasen durchgeführt.

Normalerweise finden sich in den extremen Respirationsstellungen keine Veränderungen des Rheogramms gegenüber der Registrierung bei ruhiger Atmung.

Bei einem Patienten mit Tumormetastasen im Bereich der Arterien zeigte sich, daß die einseitigen Amplitudenveränderungen in den extremen Respirationsstellungen durch Kompression der Arterien deutlicher wurden. Zu einer starken seitenentsprechenden Verformung in der Inspirationsstellung kam es bei einem Glioblastom mit großem Gefäßsinus. Fall drei mit einem Hydrocephalus internus ergab eine beiderseitige Verformung in den extremen Respirationsstellungen.

Beim Hydrocephalus internus sind wahrscheinlich die vergrößerten Liquorräume die Bedingung für eine Veränderung der pulsatorischen Wandbewegung der Cerebralarterien in den extremen Respirationsphasen und den dadurch hervorgerufenen Druckveränderungen im Schädelinneren. Weiter zeigt sich, daß bei Deformierung eines Seitenventrikels bei raumfordernden Prozessen eine seitenentsprechende Amplitudenreduktion in der Expirationsstellung deutlicher wird. Dieser Befund scheint für eine maßgebliche Beteiligung des Liquorraumes an der Beeinflussung der pulsatorischen Wandbewegung der Cerebralarterien zu sprechen.

Die Frage, welchen Einfluß die Körperlage auf das Rheoenzephalogramm hat, beschäftigte schon eine Reihe von Autoren, wie

GASTAUT und Mitarbeiter (5) DOBNER und Mitarbeiter (3) GEYER und Mitarbeiter (6). Dabei wurde herausgestellt, daß zwischen Körperlage und Amplitudenhöhe im klassischen Rheogramm ein Zusammenhang besteht.

Es wurde gezeigt, daß die Amplitudenhöhen bei Änderung der Körperlage von der horizontalen in die vertikale abnehmen und in der Trendelenburg'schen Lage zunehmen.

Diese Änderungen im rheographischen Kurvenbild wurden auf die Behinderung im venösen Abfluß zurückgeführt, da beidseitige Jugulariskompression in vertikaler Körperposition eine Erhöhung der Amplituden zur Folge hatte, die in der Trendelenburg'schen Lage fehlte.

Die Ergebnisse in horizontaler Position nehmen eine Mittelstellung ein.

Neuere Untersuchungen zu diesen Fragen führte LECHNER, LANNER, MARSONER (15) und GEYER aus Graz nach der Technik der Rheographie II (LECHNER, RODLER) durch.

Geprüft wurde der Einfluß der Lageabhängigkeit des Körpers einerseits und des Kopfes andererseits zum Rheogramm. Bezüglich der Körperlage unterschied man zwischen vertikaler und horizontaler Position, bei der Kopfhaltung zwischen maximaler Flexion und maximaler Reklination des Kopfes.

Bestimmt wurden die zeitlichen Verschiebungen im Kurvenanstiegsbeginn zwischen Gesichts- und Parietalregion, weiter die Gipfelzeiten, sowie die Änderungen der Amplitudenhöhen und die Änderungen der Kurvenform.

Als Patientengut standen 14 normale Kontrollpersonen und 18 mit dem klinischen Bild einer Arteriosclerosis cerebri. Die Ergebnisse bei den Normalfällen zeigten, daß Unterschiede im Anstiegsbeginn zwischen der Gesichts-

und Parietalregion bestehen, weiter, daß sich ebenfalls die Gipfelzeiten in den beiden Ableitungsgebieten unterschiedlich verhalten.

Es wurden auch unterschiedliche bzw. gegensinnige Regulationen zwischen der Gesichts- und der Parietalregion, sowohl bei den Gipfelzeiten als auch bei den Amplitudenhöhen bei Änderung der Körperlage und Kopfhaltung festgestellt.

NOEL (18) kommt bei seinen Untersuchungen zu dem Ergebnis, daß die RH-Kurve auch bei Durchführung funktioneller Prüfungen, wie Gefäßkompression und Rotation des Kopfes, stabil bleibt. Sie ermöglicht nicht nur eine ziemlich präzise Diagnose bei Erkrankungen der Arterien, sondern auch eine Abschätzung des funktionellen Wertes der Zirkulation, letztes durch Aufzeichnung einer für das Bestehen des Kollateralkreislaufes charakterischen Welle.

Die von RUHENSTROTH-BAUER (20), sowie die von KUGLER (12) gemachten Untersuchungen haben wesentlich dazu beigetragen, den Kurvenverlauf des Rheoencephalogramms gesunder Menschen zu klären. RUHENSTROTH untersuchte 142, KUGLER 100 gesunde Versuchspersonen.

Die Kurven unserer 49 gesunden Versuchspersonen hatten überwiegend die "klassische" Form der Rheogrammkurve mit fünf Gipfel. Daneben beobachteten wir formale Besonderheiten.

Bei einigen Kurven lag der zweite Gipfel höher als der erste, davon bei drei Kurven konstant. Nach KUGLER und RUHENSTROTH findet man diese Normvariante häufig bei Menschen über 40 Jahren. Das Durchschnittsalter unserer Versuchspersonen war 27 Jahre. Dies widerspricht nicht den Ergebnissen von KUGLER und RUHENSTROTH, da wir durchwegs junge Menschen untersuchten. Einzelne Kurven hatten extrem hohe, manche extrem niedere Amplituden.

Zu den formalen Besonderheiten gehörte auch die Polimorphie,

sowie die Verschmelzung des ersten und zweiten Gipfels, was zum Bild des Rundbuckels oder der Plateauform führte.

Die überwiegende Zahl der Kurven zeigte Formunterschiede zwischen vorne und hinten. Hinten waren die Amplituden der Kurven meist größer als vorne.

Auch die Widerstände waren temporo-occipital größer als fronto-parietal. Amplituden und Widerstände stehen in einer linearen Beziehung zueinander. Die vermehrte Behaarung temporo-occipital gegenüber fronto-parietal dürfte der Grund für die größeren Amplituden und Widerstände sein.

MARKL (16) kam in seiner Arbeit zu dem Ergebnis, daß die Amplituden der Mittelwertskurven der linken Gehirnhemisphäre größer waren als die der rechten.

Die Amplituden unserer Mittelwertskurven waren rechts etwas größer als links.

Als Besonderheit konnten wir bei der linken fronto-parietalen Ableitung beobachten, daß zwischen Gipfel eins und zwei der Kurve kein Tal lag. Das erwartete Tal war nur durch eine Richtungsänderung im Kurvenverlauf angedeutet.

Die Zeitwerte der linken und rechten Gehirnhemisphäre unterschieden sich kaum, was mit früheren Untersuchungen übereinstimmt.

Die respiratorische Schwankung war temporo-occipital größer als fronto-parietal. Das ist wieder durch die unterschiedliche Behaarung der einzelnen Schädelregionen zu erklären.

Unsere Ergebnisse bestätigen im wesentlichen die Arbeiten von RUHENSTROTH-BAUER und die Untersuchungen von KUGLER.

Die Rheoencephalographie wird heute in der Klinik noch nicht allgemein zur Diagnose von Erkrankungen angewandt. Die ständig wachsenden Forschungsarbeiten lassen jedoch hoffen, daß die Rheographie neben dem EEG bald zu den Standarduntersuchungen des Schädels zählen wird.

VI. Z U S A M M E N F A S S U N G

Die Auswertung der Kurven unserer Versuchspersonen
ergab:

I Kurvenform

- 1.) Bei 30 von 49 Kurven konnten wir die "klassische"
Fünfgipfeligkeit beobachten.
- 2.) Der zweite Gipfel war nur bei drei Kurven konstant
höher als der erste, davon bei zwei Versuchspersonen
über einem, bei einer Versuchsperson über
zwei der vier Ableitungsgebiete. Das Alter dieser
Versuchspersonen lag zwischen 20 und 23 Jahren.
- 3.) Als Besonderheiten beobachteten wir
 - a) extrem hohe Amplituden bei 4 Kurven
 - b) extrem niedrige Amplituden bei 6 Kurven
 - c) Polimorphie ohne Gesetzmäßigkeit bei 4 Kurven
 - d) Rundbuckel bei 4 Kurven
 - e) Plateauform bei 5 Kurven
- 4.) Formunterschiede zwischen vorne und hinten bestanden
bei 31 Kurven.
Vorne waren die Amplituden in der Regel niedriger als
hinten.
Formgleichheit zwischen vorne und hinten bestand bei
18 Kurven.

II Meßwerte

A) Widerstände

- 1.) Die Mittelwertswiderstände waren bei den temporo-occipitalen Ableitungen größer als bei den fronto-parietalen.
- 2.) Die Widerstände waren rechts meist etwas größer als links.

B) Amplituden

- 1.) Gipfel eins war im arithmetischen Mittel höher als Gipfel zwei, Gipfel zwei immer höher als Gipfel drei.
- 2.) Die Täler zwischen dem ersten und zweiten Gipfel waren mitunter nur in Form einer Änderung des Anstiegs in der Kurve angedeutet vorhanden.

C) Zeiten

- 1.) Sämtliche Zeitwerte ($a - a_5$) waren fronto-parietal kleiner als temporo-occipital.
- 2.) Zwischen den Zeitwerten rechts und links war kaum ein Unterschied feststellbar.

D) Respiratorische Schwankungen

Die respiratorischen Schwankungen waren temporo-occipital größer als fronto-parietal.

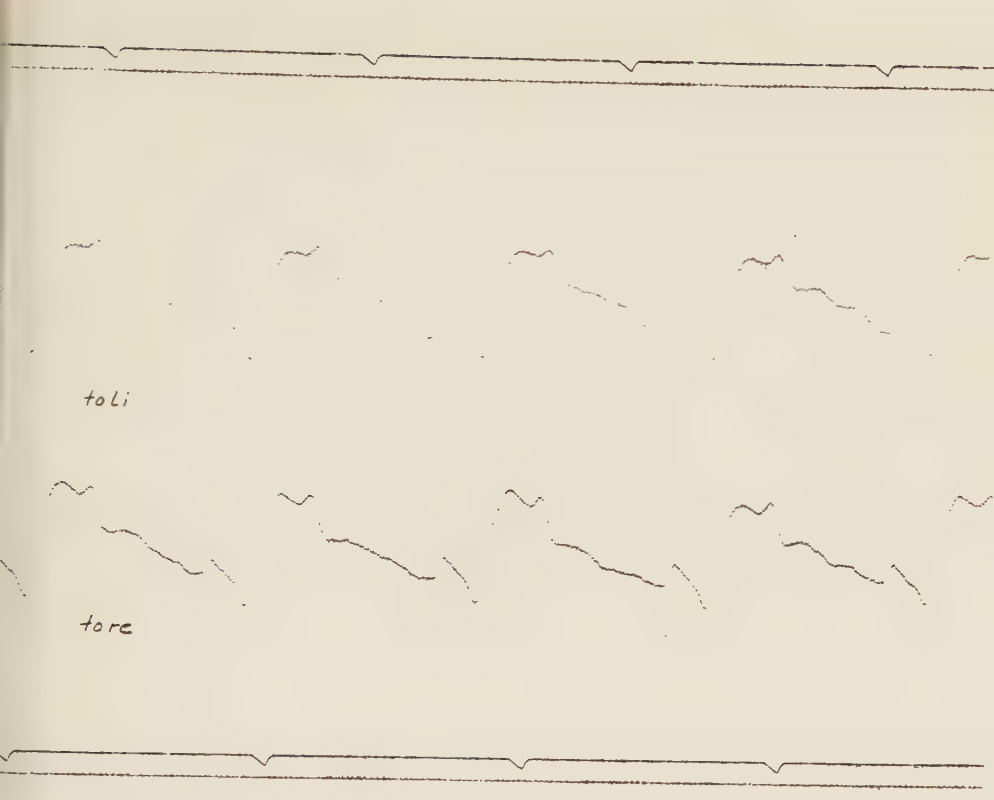
VII A B B I L D U N G E N

to li

to re

fpli

fpre



to li

to re



fpli

fpre

Zweiter Gipfel höher als erster
to li: konstant
to re: wechselnd

toli

A hand-drawn waveform consisting of several peaks and troughs, appearing somewhat irregular and jagged. It is positioned between two horizontal lines that serve as a baseline.

tore

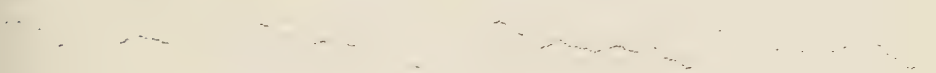
A hand-drawn waveform with more pronounced peaks and troughs than the one above it. It also sits between two horizontal baseline lines.

fpli

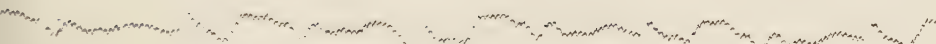
A hand-drawn waveform with multiple peaks, some of which are quite sharp. It is located between two horizontal baseline lines.

fpre

A hand-drawn waveform with several peaks and troughs, similar in style to the others. It is positioned between two horizontal baseline lines.



foli



fore

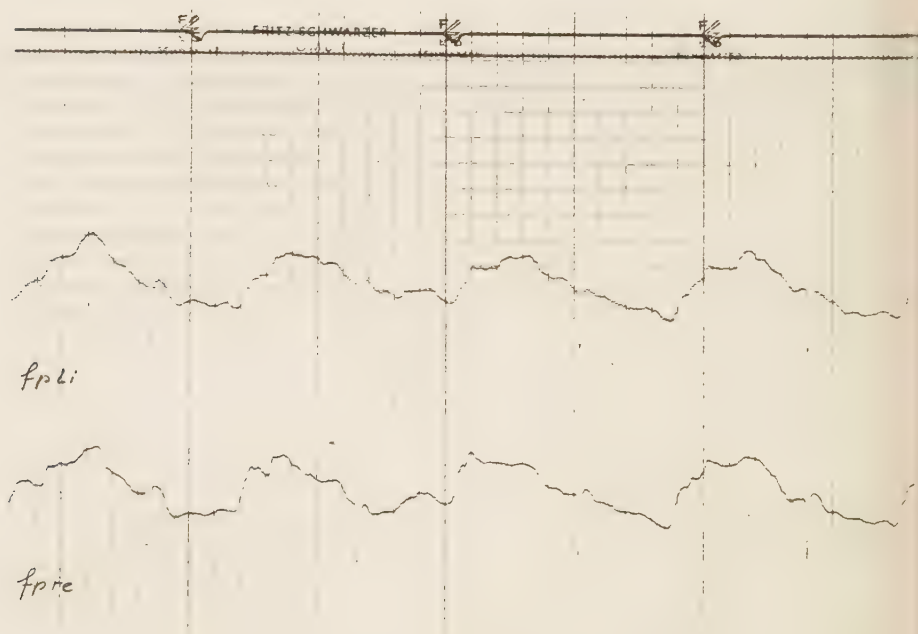
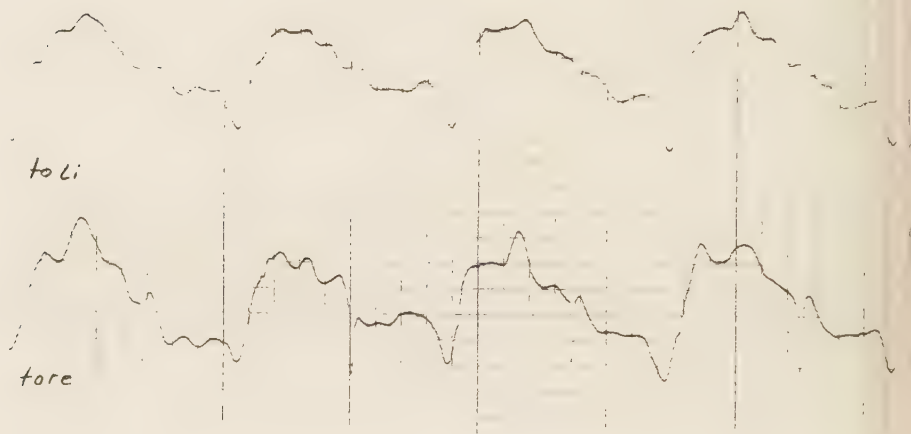


fp Li



fp re

Extrem niedere Amplituden



Polimorphie



toli



tore



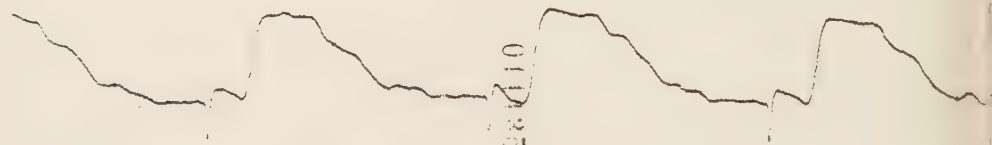
fpli



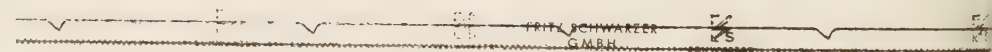
fpre



toLi



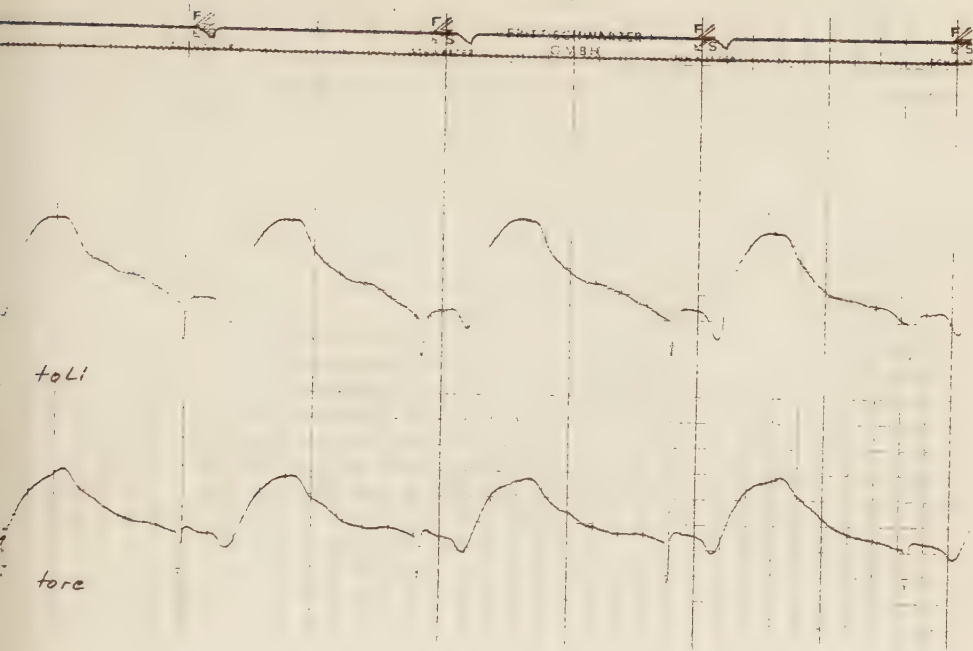
tore



fpLi



fpre



Formunterschiede zwischen vorne und hinten

F2
FSF2
FSF2
FSFRITZ SCHWARZER
GMBHF2
FS

to Li



to re

F2
FSF2
FSFRITZ SCHWARZER
GMBHF2
FSF2
FS

fp Li



fp re

Formgleichheit zwischen vorne und hinten

V I I I L I T E R A T U R A N G A B E N

- 1.) BEER O., SCHLEGEL H.J., SCHLEY W.:
 Die Messung durchblutungsabhängiger Scheinleit-
 wertsänderungen im menschlichen Schädel.
 Die Naturwissenschaften 43 (1956), 49-51

- 2.) DOBNER E.:
 Die Schädelrheographie als Methode zur Dia-
 gnose orthostatischer Kreislaufstörung.
 Elektromedizin 3 (1958), 169-174

- 3.) DOENER E.:
 Elektromedizin 169 (1958), 3-6

- 4.) ECKEL K. und GUND A.
 Experimentelle Beiträge zur Liquortonographie
 Sonderdruck aus Wiener Zeitschrift für Nervenheilkde.
 und deren Grenzgebiete/Suppl. I
 Springer-Verlag Wien

- 5.) GASTAUT H., RODLER H., LECHNER H., BOSTEM F.,
 NAQUET R.:
 Pathologie - Biologie 7 (1959), 1-10

- 6.) GEYER N., LECHNER H., RODLER H., u. MEYER F.:
 Rheoenzephalographia

- 7.) GROTHE W.:
 "Gehirnpulsationen u. Liquordynamik"
 Acta Neurochir., Suppl. XII, Springer-Verlag Wien 1964

8.) GUTMANN J.:

Die rheographische Direktmessung - ein methodischer Fortschritt für die Diagnose von Durchblutungsstörungen und für Zeitmessungen am Kreislauf.

Klin.Wschr. 45 (1957), 251-255

9.) JENKNER F. L.:

Die kontinuierliche Beobachtung der Durchblutungsänderungen im Stromgebiet der Arteria carotis interna

Elektromedizin 6 (1961), 71-72

10.) KOECKE K.:

Erweiterung der Schädelrheographischen Diagnostik durch Registrierung in den extremen Respirationsphasen

Elektromedizin 6 (1961), 73-74

11.) KOEPPEN S.:

Neue Untersuchungen über die Herzdynamik und Vektordiagraphie

Münch.med.Wschr. (1943), 607-612

12.) KUGLER J.:

Rheographie am Schädel

Symposium über arterielle cerebrale Durchblutungsstörungen

München Okt. 1968 (im Druck)

13.) LECHNER H., RODLER H.:

Eine neue Methode der Rheoencephalographie und ihre bisherigen Ergebnisse

Wiener med.Wschr. 112 (1962) 435-438

III.

- 14.) LECHNER H., RODLER H.:
Eine neue Methode zur Registrierung intrakranieller
Kreislaufänderungen
Elektromedizin 6 (1961) 75 - 77
- 15.) LECHNER H., LANNER G., MARSONER H.S. und GEYER
Zur Frage der Lageabhängigkeit des Rheoencephalo-
gramms unter Verwendung der Computertechnik.
Schweizer Archiv für Neurologie, Neurochirurgie
und Psychiatrie 104 (1969), 43-55
- 16.) MARKL H., KUGLER J.:
Das Schädelrheogramm des Gesunden
Dissertation. Aus der Nervenklinik der Universität
München
- 17.) MATZDORFF F.:
Experimentelle rheographische Untersuchungen am
Modell.
Elektromedizin 6 (1961), 68-70
- 18.) NOEL G., PIRAUX A. et JACQUY J.:
"Le rheogramme crânién et sa dérivée en
pathologie cérébrale".
Acta Neurol. Psychiat. Belg. 67 (1967), 1153 - 1167
- 19.) POLZER K., SCHUHFRIED F.:
Theorie des Rheokardiogramms
Wien klin. Wschr. 61 (1949), 744-747
- 20.) RUHENSTROTH-BAUER, GUTMANN A., KUGLER J.:
Schädelrheographie
Kolloquium in der Deutschen Forschungsanstalt
für Psychiatrie, 4. Nov. 1968

Herrn Prof. Dr. J. KUGLER danke ich für die Überlassung
des Thomas und die freundliche Unterstützung während der
Arbeit. Bei Herrn Dr. KRÖTZ bedanke ich mich für die
technische Durchführung der Versuchsreihe.

L e b e n s l a u f

Am 27.6.1941 wurde ich in Hausham als Sohn des Amtsgerichtsdirektors Dr. Rudolf Schweiger und seiner Ehefrau Elisabeth, geb. Eibeler, geboren.

1961 machte ich das Abitur an der Oberreal-Schule in Miesbach.

Danach diente ich zwei Jahre lang in der Bundeswehr, zuletzt als Leutnant des Sanitätswesens.

1963 begann ich das Studium der Zahnheilkunde in München, wo ich 1966 das Physikum bestand und am 4. Juli 1969 das Staatsexamen beendete.

Seit August 1969 bin ich als Assistenz Zahnarzt tätig.

